

Tomografía Axial Computada

Diego Nicolás Corbo Pereira.

Monografía vinculada a la conferencia del Ing. Rafael Sanguinetti

sobre PACS del 27/04/2004

Resumen—Este manuscrito explica que es una tomografía axial computada, las diferencias básicas de esta con la radiografía convencional, da una reseña histórica sobre el tema. También se exponen aquí cuales son los principios de funcionamiento: reconstrucción a partir de las proyecciones, principio de Hounsfield, técnicas de adquisición, números TC. Analiza los componentes de un tomógrafo, su funcionamiento básico y el procedimiento de utilización.

Índice de términos importantes—colimador, DAS, detectores, gantry, números TC, rayos X, TAC, TC, Tubo de rayos X.

I. INTRODUCCIÓN

La tomografía axial computada (TAC) o también conocida como tomografía computada (TC), es un método imagenológico de diagnóstico médico, que permite observar el interior del cuerpo humano, a través de cortes milimétricos transversales al eje cefalo-caudal, mediante la utilización de los rayos X.

Las imágenes obtenidas por un tomógrafo, se presentan de una forma determinada al médico, este al visualizar el corte (ver figura 1 de ejemplo) lo piensa como si estuviera mirando al paciente desde los pies.



Fig. 1. TAC de abdomen, en la cual se señala una masa tumoral en la cabeza del páncreas (imagen sacada de [1]).

Manuscrito entregado el 22 de Junio de 2004. Como monografía para el curso del XIII Seminario de Ingeniería Biomédica del año 2004.

D. N. C. P. Autor de este material, es alumno de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de la República Oriental del Uruguay y cursa el quinto año de la carrera Ingeniería Eléctrica, en URUGUAY (e-mail: dncp@adinet.com.uy).

Los posibles usos de este método diagnóstico, son los siguientes: anomalías del cerebro y médula espinal, tumores cerebrales y accidentes cerebro vasculares, sinusitis, aneurisma de aorta, infecciones torácicas, enfermedades de órganos como el hígado, los riñones y los nódulos linfáticos del abdomen y muchos otros más.

Para aumentar la definición de por sí alta, se puede recurrir a distintos medios de contraste, con lo que se obtendrá una imagen mucho más nítida. Por ejemplo, el bario se utiliza para realzar la estructura intestinal, este puede ser suministrado al paciente por vía oral o rectal.

El uso de los rayos X en la TAC, es una notoria diferencia con el otro método de diagnóstico médico por configuración de imagen, la resonancia nuclear magnética (RNM), que en cambio, utiliza ondas de radiofrecuencia dentro de un campo magnético de alto poder, no irradiando al paciente.

No debe confundirse la TAC con la radiología convencional de rayos X (placa simple), que igualmente permite una visualización en dos dimensiones, pero con mucho menor detalle, debido a que se superponen las diferentes estructuras del organismo sobre una misma imagen, porque la radiación es emitida de una forma difusa. En cambio, para la TAC se utiliza un haz muy bien dirigido y con un grosor determinado, que depende del tamaño de la estructura a estudiar, pudiendo variarlo desde los 0.5 mm hasta los 20 mm. Otra diferencia notable entre estos dos métodos diagnósticos, es que en la placa simple, las estructuras se ven radiolúcidas (en negro, por ejemplo pulmón) y radiopaco (en blanco, por ejemplo hueso), no pudiéndose diferenciar otro tipo de densidad. Mientras que en la TAC, se pueden distinguir distintas densidades, pudiendo así reconocer los múltiples tejidos; además se logran visualizar detalles de hasta 1 mm o 2 mm (cosa no factible en la placa simple), dejando muy pocas estructuras fuera de observación. Esta resolución, es una ventaja fundamental para el diagnóstico precoz de procesos tumorales. Vale la pena destacar, a favor de la placa simple, que es de un costo muy inferior (US\$ 7) a la TAC (US\$ 50), lo que permite una mayor accesibilidad a este método en nuestro país y fundamentalmente en el ámbito público.

La mayor desventaja que presenta la TAC, es la dosis de radiación que recibe el sujeto a estudio, que aumenta con la cantidad de cortes que se realicen. Para tener una idea de la cantidad de cortes necesarios, en un estudio del cráneo, se necesitan como mínimo 12 o 14; en estudios de abdomen o tórax el número de cortes es mayor aún.

Los equipos que realizan la TAC, actualmente pueden utilizarse como dispositivos de entrada a sistemas PACS (Picture Archiving and Communication System) [2].

II. RESEÑA HISTÓRICA

Los fundamentos matemáticos de la TAC, fueron establecidos en el año 1917 por el matemático Austriaco *J. Radon*, quien probó que era posible reconstruir un objeto bidimensional o tridimensional, a partir de un conjunto de infinitas proyecciones.

En 1963, el físico *A.M. Cormack* indicó la utilización práctica de los resultados de Radón para aplicaciones en medicina. Nació así la llamada tomografía computada.



Fig. 2. Original "Siretom" CAT scanner, 1974 (imagen sacada de[2]).

El primer aparato de TAC (ver figura 2), fue producido en la compañía disquera EMI (Electric and Musical Industries). En el año 1955 decidió diversificarse y con tal fin, instaló un Laboratorio Central de Investigación, para reunir científicos abocados a proponer proyectos interesantes en diversos campos, que permitieran generar nuevas fuentes de ingreso. Su creador y desarrollador fue el Ingeniero *Goodfrey N.Hounsfield* (ver figura 3), Premio Nóbel en Medicina en 1979 "por el desarrollo de la tomografía asistida por computadoras", entró a trabajar en 1951 a EMI y en 1967 propuso la construcción del escáner EMI, que fue la base de la técnica para desarrollar la TAC, como una máquina que unía el cálculo electrónico a las técnicas de



Fig. 3. Ingeniero *Goodfrey N.Hounsfield*.

rayos X con el siguiente fin: *Crear una imagen tridimensional de un objeto, tomando múltiples mediciones del mismo con rayos X desde diferentes ángulos y utilizar una computadora que permita reconstruirla a partir de*

cientos de "planos" superpuestos y entrecruzados.

La TAC se constituyó como el mayor avance en radiodiagnóstico desde el descubrimiento de los rayos X. Su introducción al mercado de Estados Unidos en 1972, tuvo un éxito abrumador, ya que 170 hospitales lo solicitaron, aún cuando el costo era de US\$ 385,000. En aquellos tiempos cada corte o giro del tubo emisor de radiación requería 4 minutos y medio para realizarse, además de los 60 segundos indispensables para reconstruir la imagen; actualmente con los tomógrafos multicorte se realizan 2 cortes por segundo y éstos se reconstruyen instantáneamente. A medida que se hacían más rápidos y presentaban mejor resolución, los tomógrafos fueron pasando por distintas generaciones. Finalmente aparecieron los tomógrafos multicorte con multidetectores y actualmente, los tomógrafos helicoidales, en donde el giro del tubo emisor es continuo, permitiendo hacer cortes y disparos simultáneos en diferentes ángulos, con lo cual se evita la discontinuidad entre cortes, reduce el tiempo de exposición, utiliza menos líquido de contraste y facilita la reconstrucción tridimensional de imágenes.

III. PRINCIPIOS BÁSICOS

A. Reconstrucción de proyecciones:

El principio básico de la TAC, es que la estructura interna de un objeto puede reconstruirse, a partir de múltiples proyecciones de ese objeto.

Supongamos para explicar este principio, que tenemos un cuerpo convexo K , el cual tiene una masa de densidad variable, dada por una función $f(x,y,z)$. Pensemos ahora, que K es atravesado por una radiación cualquiera (rayos X, láser), cuya trayectoria sea una recta S , y de la cual se pueda medir su intensidad de entrada y de salida. La diferencia entre estas intensidades será la absorción del rayo por la materia en el interior de K y dependerá de la recta S , por donde el rayo transita. Es posible medir experimentalmente esta función de S que llamaremos $F(S)$. El matemático alemán *J. Radon* encontró una manera de calcular $f(x,y,z)$ a partir de $F(S)$, conocida como "transformada de Radon".

Cormack y *Hounsfield* tuvieron que resolver algunos problemas a partir de los resultados teóricos de *Radon*. Por ejemplo: *Radon* afirma que se puede conocer $f(x,y,z)$ si se conoce $F(S)$ para "todas" las rectas S . En la práctica solamente podemos tener en cuenta un número finito de rectas (que puede ser grande). Esto lleva a analizar lo que ocurre cuando solamente se conoce $F(S)$ para ese número finito de rectas y la mejor manera de escoger las mismas. Teóricamente se demuestra, que con un número finito de rectas nunca se podrá reconstruir "exactamente" el interior del cuerpo, pero tomando un conjunto adecuado y suficiente de rectas se logra reconstruir una aproximación de la imagen que es bastante confiable.

El procedimiento práctico consiste en dividir K en

secciones planas y resolver el problema sección por sección, para después integrarlas a todo el cuerpo K.

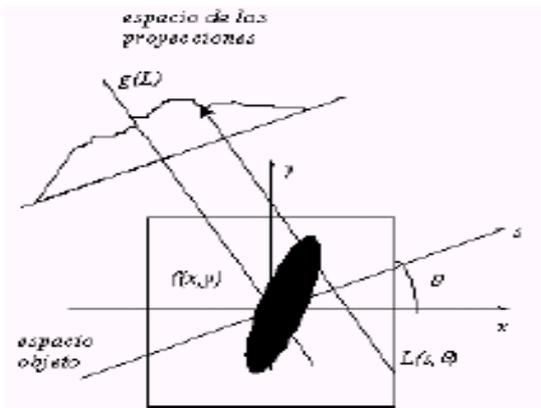


Fig. 4. Corte bidimensional de un objeto que es atravesado por un haz de radiación de intensidad I_0 , generando detrás un perfil proyectado I (figura sacada de [7]).

El perfil (ver figura 4), está relacionado con la distribución local de atenuación dentro del objeto $f(x,y)$, esta de acuerdo a la ecuación (1):

$$g(s, \theta) = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = R(f(x, y)) \quad (1)$$

donde R se denomina la transformada de Radon, y representa la integral de $f(x,y)$, a lo largo de un rayo S , que atraviesa al objeto en la dirección θ .

Para resolver el problema de hallar $f(x,y)$ a partir de $g(s,\theta)$, existen diferentes métodos que permiten encontrar la imagen original resolviendo la ecuación (1), estos se pueden clasificar en:

- *Métodos iterativos*, en los que se estima un valor y por iteraciones sucesivas se va aproximando.
- *Métodos analíticos*, por ejemplo el backprojection, en este caso la imagen se obtiene como la suma de todas las contribuciones para cada ángulo de corte. Para eliminar los ruidos introducidos por el aparato, se filtra la imagen en forma digital.

B. Principio de Hounsfield:

El coeficiente de atenuación lineal, expresa la atenuación que sufre un haz de rayos X, al atravesar una determinada longitud de una sustancia dada; este coeficiente es específico de cada sustancia o materia. Para un rayo X monoenergético (compuesto por una sola longitud de onda), que atraviesa un trozo uniforme de material, la atenuación que sufre se expresa de la siguiente manera:

$$I_{Out} = I_{In} \cdot e^{-(\mu \cdot L)} \quad (2)$$

donde: I_{Out} es la intensidad del rayo X luego de atravesar el material, I_{In} es la intensidad del rayo X incidente, μ es el coeficiente de atenuación lineal del material, L es la distancia recorrida por el rayo X en el material.

Si, como ocurre en el cuerpo humano, el haz de rayos X pasa a través de materiales de distintos coeficientes de

atenuación, podemos considerar al cuerpo como compuesto por un gran número de elementos de igual tamaño, de largo w , cada uno de los cuales posee un coeficiente de absorción constante. Estos coeficientes de atenuación están indicados como $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$. Entonces, la ecuación (2) queda:

$$(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n) \cdot w = \ln\left(\frac{I_{In}}{I_{Out}}\right) \quad (3)$$

En la ecuación 3, se muestra que el logaritmo natural, de la atenuación total, a lo largo de un rayo particular, es proporcional a la suma de los coeficientes de atenuación, de todos los elementos que el rayo atraviesa. Para determinar la atenuación de cada elemento, debe obtenerse un gran número de mediciones desde distintas direcciones, generando un sistema de ecuaciones múltiples.

C. Técnicas de adquisición:

En la TAC, existen 4 técnicas de adquisición de los datos, cada una de ellas, asociada con una generación del desarrollo de esta tecnología:

1) Primera generación (Traslación/Rotación, detector único)

Las máquinas de primera generación, realizan la siguiente serie de operaciones:

1. Estudiar la atenuación de 160 trayectorias paralelas mediante la traslación del tubo emisor y del detector.
2. Posteriormente girar todo el conjunto 1 grado.
3. Realizan nuevamente las operaciones 1 y 2, hasta que el conjunto gire 180° .

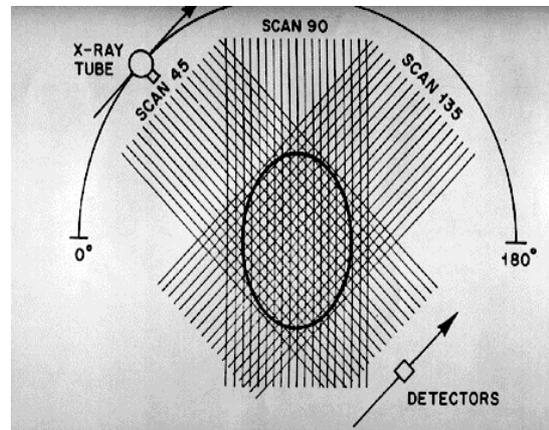


Fig. 5. Esquema del funcionamiento del escáner de primera generación (figura sacada de [2]).

Se realizan 180 estudios de 160 muestras cada uno, obteniéndose 28800 atenuaciones, para una imagen con una matriz de 80×80 , se tienen en total 6400 celdas. Para hallar la atenuación producida por cada celda hay que resolver 6400 incógnitas con 28800 ecuaciones. La máquina tarda unos cinco minutos en realizar la operación completa. Los datos, previa conversión analógico-digital se almacenan en un disco. Estos datos pueden procesarse en la computadora mientras se realiza la siguiente exploración completa. Con los resultados obtenidos, mediante un

convertor digital-analógico, se puede realizar la presentación de los diferentes planos en una pantalla. La imagen se produce utilizando la escala de Hounsfield (ver sección D, Tabla I).

2) Segunda generación (Traslación/Rotación, múltiples detectores)

Este sistema es similar al anterior en cuanto a los movimientos que realiza el conjunto, pero este modelo utiliza un haz de rayos X en forma de abanico con un ángulo de apertura de 5° aproximadamente y un conjunto de detectores cuyo número oscila entre 10 y 30, dispuestos linealmente formando un vector (ver esquema en la figura 6). De esta manera, se logra reducir el tiempo de exploración a aproximadamente dos minutos.

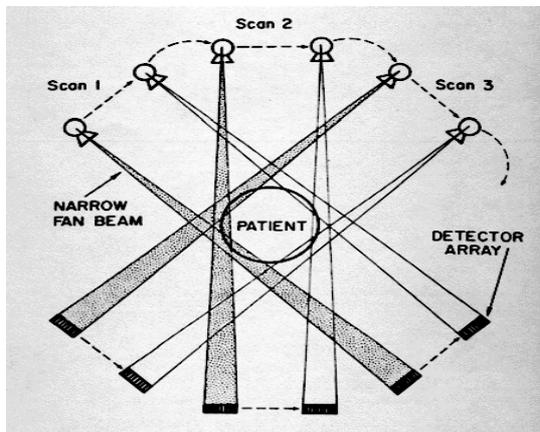


Fig. 6. Esquema del funcionamiento del escáner de segunda generación (figura sacada de [2]).

3) Tercera generación (Rotación/Rotación)

Esta es la generación de tomógrafos computados más utilizada en la actualidad. Aquí se utiliza un haz de rayos X ancho, entre 25° y 35°, que cubre toda el área de exploración y un arco de detectores que posee un gran número de elementos, generalmente entre 300 y 500. Ambos elementos, tubo y banco de detectores realizan un movimiento de rotación de 360° (ver esquema en la figura 7). Este sistema ofrece dos ventajas importantes: Primero, el tiempo de exploración se reduce considerablemente, llegando a sólo 2 o 3 segundos. Y segundo, se aprovecha en forma eficiente la radiación del tubo.

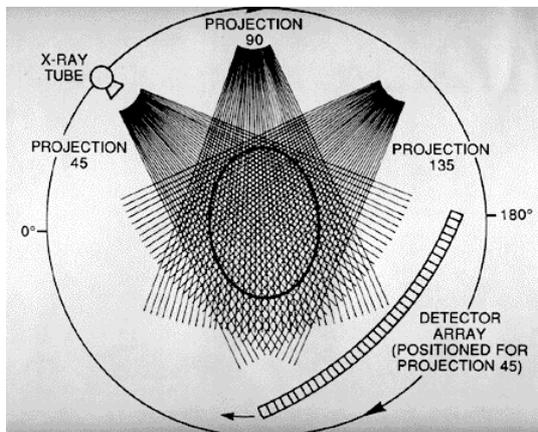


Fig. 7. Esquema del funcionamiento del escáner de tercera generación (figura sacada de [2]).

4) Cuarta generación

En la cuarta generación de tomógrafos se distinguen dos modelos: Rotación/Estacionario y Rotación/Nutación.

El primero utiliza un anillo fijo de detectores dentro del cual gira el tubo de rayos X (ver esquema en la figura 8). Las ventajas que presenta este sistema son, primero que el tubo puede girar a velocidades altas, disminuyendo el tiempo de exploración. Y segundo que el sistema es poco sensible a las variaciones o diferencias de comportamiento entre los detectores. Como desventaja se puede citar el hecho de que, constructivamente, resulta muy grande y costoso, debido al gran número de detectores.

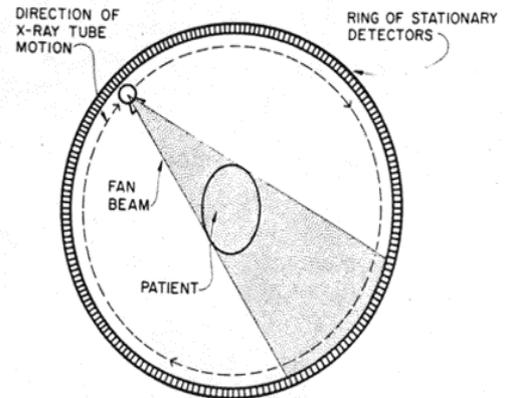


Fig. 8. Esquema del funcionamiento del escáner de cuarta generación, Rotación/Estacionario (figura sacada de [2]).

El segundo modelo mencionado (Rotación/Nutación) también utiliza un anillo de detectores, pero en este caso el tubo de rayos X gira por fuera del anillo y los detectores realizan un movimiento de nutación (oscilación de pequeña amplitud del eje de rotación) para permitir el paso del haz de rayos X (ver esquema en la figura 9). Si bien el sistema mecánico para producir el movimiento de nutación de los detectores resulta complejo y costoso, con este tipo de tomógrafo se han obtenido exploraciones de muy alta resolución en tan sólo un segundo.

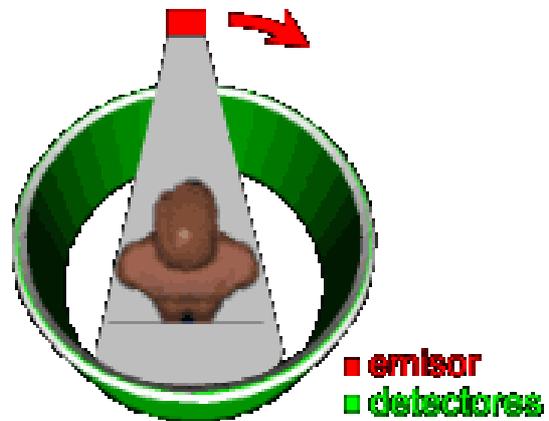


Fig. 9. Esquema del funcionamiento del escáner de cuarta generación, Rotación/Nutación (figura sacada de [4]).

D. Presentación de la imagen, Números TC.

El resultado final de la reconstrucción por la computadora, es una matriz de números, que no es conveniente para su visualización en pantalla, por lo que un procesador se encarga de asignar a cada número o rango de números, un tono gris adecuado. Los valores numéricos de la imagen de tomografía computada, están relacionados con los coeficientes de atenuación, debido a que la disminución que sufre el haz de rayos X, al atravesar un objeto, depende de los coeficientes de atenuación lineales locales del objeto. La fórmula que relaciona los números TC con los coeficientes de atenuación es:

$$TC = \frac{(\mu_{material} - \mu_{agua}) \cdot E}{K} \quad (3)$$

donde E representa la energía efectiva del haz de rayos X, $\mu_{material}$ y μ_{agua} son los coeficientes lineales de atenuación del material en estudio y del agua respectivamente y K es una constante que depende del diseño del equipo.

Universalmente se ha adoptado la escala Hounsfield (ver tabla I, tabla sacada de [4]), la cual comienza por asignar el valor cero al agua y el -1000 al aire.

TABLA I
 ESCALA HOUNSFIELD

Material o Sustancia	Número TC
Hueso Compacto	1000
	800
	600
	400
	200
Sangre coagulada	56-76
Sustancia cerebral gris	36-46
Sustancia cerebral blanca	22-32
Sangre	12
Agua	0
Grasa	-100
	-200
	-400
	-600
	-800
Aire	-1000

Una gran ventaja que ofrece la TAC para la visualización de la imagen en pantalla, es la posibilidad de seleccionar un pequeño rango de números TC, para ser representados en toda la escala de grises. Esta función, llamada ventana, permite diferenciar con gran claridad estructuras que poseen una pequeña diferencia de números CT, ya que al asignar toda la escala de grises a un estrecho rango de números, se logra un gran contraste entre ellos.

IV. COMPONENTES DE UN TOMÓGRAFO

Todos los equipos de tomografía axial computada están compuestos básicamente por tres grandes módulos o bloques, estos son: el gantry, la computadora y la consola.

A. Gantry

El gantry es el lugar físico donde es introducido el

paciente para su examen. En él se encuentran, el tubo de rayos X, el colimador, los detectores, el DAS y todo el conjunto mecánico necesario para realizar el movimiento asociado con la exploración (ver la figura 10).

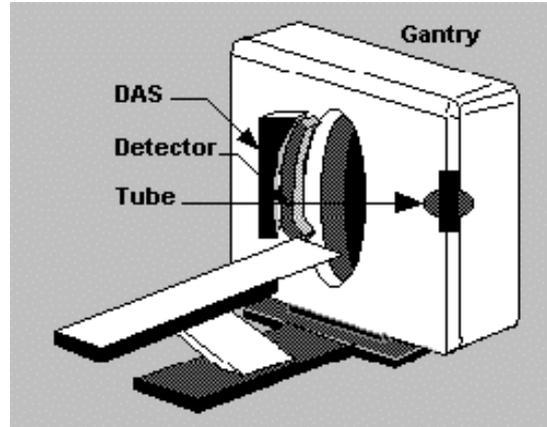


Fig. 10. Gantry y mesa (figura sacada de [2]).

Hay dos tipos de gantry, los que rotan 360° y cambian de dirección y los de rotación continua (son los más modernos y se utilizan en los sistemas helicoidales, que se diferencian porque la energía y la transmisión de las señales adquiridas, llega a través de anillos deslizantes).

1) Tubo de rayos X

El tubo de rayos X es un recipiente de vidrio al vacío, rodeado de una cubierta de plomo con una pequeña ventana que deja salir las radiaciones al exterior.

2) Colimador

Es un elemento que me permite regular el tamaño y la forma del haz de rayos (ver figura 11). Aquí es donde se varía el ancho del corte tomográfico. Este puede variar de 1 a 10 mm de espesor.

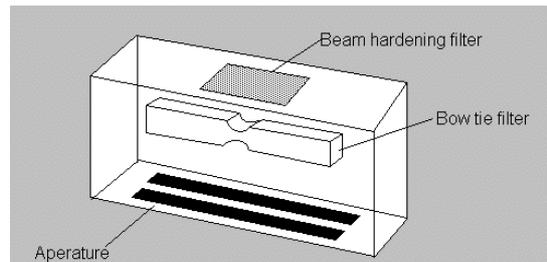


Fig. 11. Esquema del colimador (figura sacada de [2]).

3) Detectores

Los detectores reciben los rayos X transmitidos después que atravesaron el cuerpo del paciente y los convierten en una señal eléctrica. Existen 2 tipos de detectores:

- *Detectores de gas Xenón:* El detector es una cámara que contiene el gas Xenón a alta presión y un par de placas. El rayo entrante ioniza el gas y los electrones son atraídos por la placa cargada positivamente. Luego la corriente generada es proporcional a la cantidad de rayos absorbidos.

- *Detectores de cristal o de estado sólido:* Están hechos de un material cerámico que convierte los rayos X en luz.

El detector tiene a su vez un fotodiodo, que convierte la luz en una señal eléctrica, proporcional al número de fotones de rayos X, que entran en la celda.

4) DAS (Data acquisition system).

El DAS muestrea la señal eléctrica y realiza la conversión analógica-digital, para que la computadora procese los datos.

B. Computadora

La computadora, tiene a su cargo el funcionamiento total del equipo, el almacenamiento de las imágenes reconstruidas y de los datos primarios, contiene el software de aplicación del tomógrafo y presenta una unidad de reconstrucción rápida (FRU), encargada de realizar los procesamientos necesarios para la reconstrucción de la imagen a partir de los datos recolectados por el sistema de detección.

C. Consola

La consola (ver figura 12), es el módulo donde se encuentra el teclado para controlar la operación del equipo, el monitor de TV (donde el operador observa las imágenes) y, en algunos casos, la unidad de Display encargada de la conversión de la imagen digital almacenada en el disco duro de la computadora en una señal capaz de ser visualizada en el monitor de TV.



Fig. 12. Consola (imagen sacada de [3]).

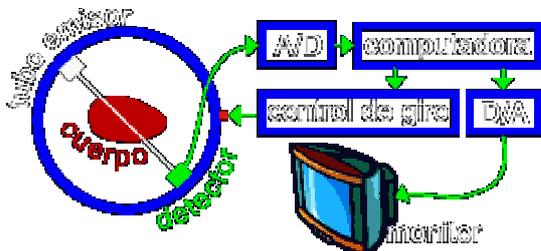


Fig. 13. Esquema de funcionamiento básico (figura sacada de [4]).

FUNCIONAMIENTO BÁSICO

Básicamente, el tomógrafo está compuesto por un tubo de rayos X y un detector de radiaciones que mide la intensidad del rayo, luego que atraviesa el objeto en estudio. Conocida la intensidad emitida y la recibida, se puede calcular la

atenuación o porción de energía absorbida, que será proporcional a la densidad atravesada. Dividiendo el plano a estudiar en una serie de celdas de igual altura que el haz y el resto de las dimensiones elegidas de forma adecuada para completar el plano, la atenuación del haz será la suma de la atenuación de cada celda. Calculando la atenuación de cada celda se conocerá su densidad, permitiendo reconstruir un mapa del plano de estudio, asignando a cada densidad un nivel de gris. Las imágenes guardadas en disco, luego de procesadas, pueden mostrarse en pantalla.

PROCEDIMIENTO

Primeramente se le solicita al paciente, que se despoje de todo objeto metálico. Posteriormente el paciente debe de acostarse sobre la camilla, en la cual es amarrado, para evitar que éste se mueva durante el procedimiento. El técnico radiólogo, luego deja el paciente para ubicarse en una pequeña habitación contigua, con una ventana especialmente diseñada, que le permite observar el procedimiento y protegerse de las sucesivas radiaciones del equipo. Allí puede manejar la consola. Además las habitaciones cuentan con intercomunicadores, que le permiten estar en contacto con el paciente. A veces, el estudio puede ser detenido, para inyectar contraste, con el objeto de realzar ciertas estructuras. La duración total del procedimiento, puede llevar entre 30 y 90 minutos, dependiendo del tipo de tomógrafo utilizado. Finalmente, el medico radiólogo, realiza el informe correspondiente a este procedimiento.

CONCLUSIÓN

La Tomografía Axial Computada, ha sido un gran avance técnico en el campo médico de nuestros días. Gracias a ella, los médicos pueden acceder a diagnósticos más exactos y evidenciar la existencia de nuevas patologías. El rápido avance de la tecnología, nos ha permitido evolucionar hacia el tomógrafo helicoidal, el cual permite la visualización tridimensional del cuerpo humano.

REFERENCIAS

- [1] P. Farreras, C. Rozman, "Medicina Interna (CD-ROM de los Libros)," 14 ed. vol. I-II, Ed. Madrid: Harcourt, 2000, fig 32.6.
- [2] Ing. R. Sanguinetti, "Clase de Tomografía Computada.," 30/06/1998.
- [3] O.Q. Castro, oquirozi@yahoo.com, "Tomografía Axial Computada.," <http://www.ciberhabitat.gob.mx/hospital/tac/index.html>, 20/05/2004.
- [4] "Tomografía Axial Computada.," <http://www.bioingenieros.com/bio-maquinas/tomografia/index.htm>, 20/05/2004.
- [5] S. Spinasant, "CT Scan and CAT Scan.," <http://www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article246.html>, 20/05/2004.
- [6] "Volumen 1 N° 2 Febrero/Marzo 1989", <http://www.ciencia-hoy.retina.ar/hoy02/index.htm>, 25/05/2004.
- [7] "Algoritmos de Montecarlo para reconstrucción tomográfica", http://www.sis.org.ar/sis2000/algoritmos_montecarlo.pdf, 25/05/2004.
- [8] "Computed Axial Tomography (CAT) Scan", <http://www.hmc.psu.edu/healthinfo/c/catscan.htm>, 31/05/2004.